

B12

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平7-213512

(43) 公開日 平成7年(1995)8月15日

|                           |       |         |     |        |
|---------------------------|-------|---------|-----|--------|
| (51) Int.Cl. <sup>8</sup> | 識別記号  | 庁内整理番号  | F I | 技術表示箇所 |
| A 6 1 B . 5/14            | 3 1 0 | 8825-4C |     |        |

審査請求 未請求 請求項の数 1 F D (全 9 頁)

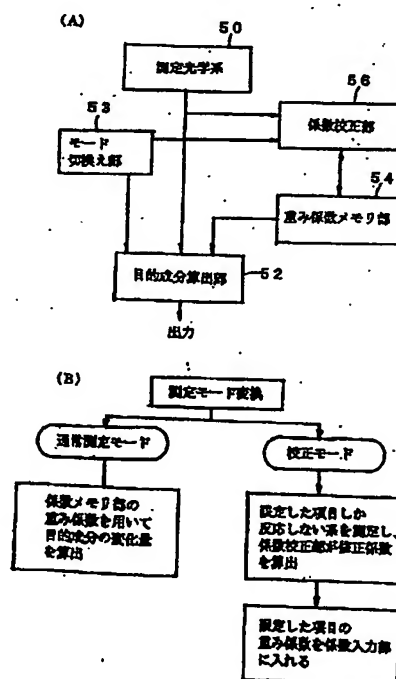
|           |                 |          |   |
|-----------|-----------------|----------|---|
| (21) 出願番号 | 特願平6-29107      | (71) 出願人 | 000001993<br>株式会社島津製作所<br>京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地  |
| (22) 出願日  | 平成6年(1994)1月31日 | (72) 発明者 | 網沢 義夫<br>京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地<br>株式会社島津製作所三条工場内 |
|           |                 | (72) 発明者 | 岩本 慎一<br>京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地<br>株式会社島津製作所三条工場内 |
|           |                 | (74) 代理人 | 弁理士 野口 繁雄                                     |

(54) 【発明の名称】 係数校正機能を備えた生体測定装置

(57) 【要約】

【目的】 目的成分を算出するための重み係数の一部を実測の検体を用いて修正する。

【構成】 測定光学系50は生体に測定光を入射させ、生体の状態変化の過程における生体での拡散反射・透過光による吸光度変化量を、目的成分数と同数以上の波長数で測定し、目的成分算出部52は通常測定モードで測定波長での吸光度変化量に、係数メモリ部54に記憶されている測定波長ごとの重み係数を用いて各目的成分の変化量を算出する。通常測定モードのほかには校正モードを備えており、校正モードでは限定した特定成分のみが変化する反応を全波長で、すなわち過剰の波長数で測定する。係数校正部56は波長の重複情報を利用して、限定成分の重み係数を再計算し係数メモリ部54の既設定の値を差し替える。校正された項目の重み係数は実検体に即した値となり、校正されない項目への悪影響が除かれる。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 生体に測定光を入射させ、生体の状態変化の過程における生体での拡散反射・透過光による吸光度変化量を、同時に測定しようとする目的成分と同数以上の波長数で測定する測定光学系と、各測定成分につき全波長の重み係数を記憶する重み係数メモリ部と、通常測定モードと校正モードとを切り換えるモード切換え部と、通常測定モード時に各測定波長ごとの重み係数を用いて目的成分の変化量を算出する目的成分算出部と、校正モードにおいて、全測定成分中から校正用の反応過程において変化することが期待される限定された特定成分を指定し、校正用の反応過程の終了後、限定された成分のみが変化しそれ以外の成分の変化はないものとして該当する限定した成分の修正した重み係数を算出し、前記重み係数メモリ部に含まれる係数のうち校正を行なった成分の重み係数のみを新しい値に置き換える係数校正部と、を備えたことを特徴とする生体測定装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は測定光を生体に入射させ、その拡散反射・透過光（いったん生体内に入射し、生体から拡散や反射により生体外に出射してきた光）の吸光度変化の測定により、血液中のヘモグロビンなどをモニタする生体酸素モニタなどに関するものである。

## 【0002】

【従来の技術】 700～1000nmの光は生体内を比較的通りやすいので、この領域の測定光を生体に照射してヘモグロビン量などを無侵襲で測定することが試みられている。酸素化ヘモグロビン、脱酸素化ヘモグロビン及びチトクロームオキシダーゼの濃度変化量は、複数の測定波長に対して測定した吸光度変化量に重み係数をかけて合計した、いわゆる一次結合で求めることができる（例えば、特開平 2-95262 号公報、「人工臓器」, 18(5), 1573-1580(1989)などを参照）。

【0003】 そこで用いられる重み係数は予め赤血球懸濁液を用いる実験（*in vitro* 法）又は動物実験（*in situ* 法）によって決定されている（「人工臓器」, 18(5), 1573-1580(1989), J. Appl. Physiol., 64, 769-802(1988)などを参照）。*in vitro* 法では、ヘモグロビンが酸素化された赤血球懸濁液やヘモグロビンが脱酸素化された赤血球懸濁液の種々の赤血球濃度のものを光学セルを用いて測定し、まず、吸光度対濃度の直線の傾きの各波長の比から酸素化又は脱酸素化ヘモグロビンの所定の波長における吸光係数の相対値を求める。これらより連立方程式を解いて重み係数を求める。また、*in situ* 法では光学セルの代わりにラットなどの動物を用い、酸素化又は脱酸素化赤血球懸濁液を動物の脳血管にポンプにより還流させ、その動物の脳に取りつけた光学プローブを用いて吸光度を測定する。後は *in vitro* 法と同様に、所定の波長における吸光係数の相対値を求

め、続いて連立方程式を解いて重み係数を定めている。

## 【0004】

【発明が解決しようとする課題】 前述の係数決定実験で定めた重み係数は実測検体に対して定めたわけではない。*in vitro* 法や *in situ* 法の実験は人間に対しては適用できないし、動物に対しても実測前に係数決定時の作業と同じ条件で係数決定実験を行なうことはできない。そのため、「実測の検体」と「係数を決めたときの試料」との間に散乱特性に差がある場合には既設定の重み係数を用いて算出された目的成分変化量の計算結果が不正確になる。特に、チトクロームオキシダーゼはその吸光度変化が微少である上に、酸素化ヘモグロビン並びに脱酸素化ヘモグロビンの吸収の変化を差し引いた残りの部分に生ずる吸光度の変化を基にして測定するので、ヘモグロビンの重み係数が正確でないときはチトクロームオキシダーゼを正しく測定することができない。本発明は目的成分を算出するための重み係数を実測の検体を用いて微調整することにより、目的成分の正しい算出結果を得ることを目的とするものである。

## 【0005】

【課題を解決するための手段】 図 1 (A) に本発明を示す。測定光学系 50 は生体に測定光を入射させ、生体の状態変化の過程における生体での拡散反射・透過光による吸光度変化量を、同時に測定しようとする目的成分と同数以上の波長数で測定する。重み係数メモリ部 54 は各測定成分につき全波長の重み係数を記憶する。モード切換え部 53 は通常測定モードと校正モードとを切り換える。目的成分算出部 52 は、同図 (B) に示されるように、通常測定モード時に各測定波長ごとの重み係数を用いて目的成分の変化量を算出する。係数校正部 56 は、同図 (B) に示されるように、校正モードにおいて、全測定成分中から校正用の反応過程において変化することが期待される限定された特定成分を指定し、校正用の反応過程の終了後、限定された成分のみが変化しそれ以外の成分の変化はないものとして該当する限定した成分の修正した重み係数を算出し、重み係数メモリ部 54 に含まれる係数のうち校正を行なった成分の重み係数のみを新しい値に置き換える。校正モードでは限定した特定成分のみが変化する反応を全波長で測定することになる。係数校正部 56 は波長の重複情報を利用して、限定成分の重み係数を再計算し、重み係数メモリ部 54 の既設定の値を差し替える。

## 【0006】

【作用】 実検体の重み係数について次に述べる。酸素化ヘモグロビン、脱酸素化ヘモグロビン及びチトクロームオキシダーゼを測定する場合について考えると、校正のための成分限定方法としてチトクロームオキシダーゼが変化しないと予測される条件で、オキシ、デオキシヘモグロビンの酸素化度を変化させることができる。すなわち、検体が極端に嫌気状態にならない範囲内で酸素化状

態を変えればよい。このときの変化は酸素化ヘモグロビンと脱酸素化ヘモグロビンの2成分であるが、3波長(原理的には3波長以上であればよい)で測定を行なえば、3波長に対する重み係数のうち、過剰な1波長相当分についてチェックすることができる。この場合、3波長に対する重み係数は酸素化ヘモグロビンと脱酸素化ヘモグロビンについてそれぞれ3波長分存在し、合計6個存在する。

【0007】校正モードにおけるプログラムの流れの概要を図7に示すが、以下具体例により説明する。まずより信用のおける2つの波長の重み係数を用いて酸素化ヘモグロビンと脱酸素化ヘモグロビンの変化量を算出し、残りの波長の重み係数を酸素化ヘモグロビンと脱酸素化ヘモグロビンの変化量がその算出された変化量になるように修正する。

$$\begin{aligned} a_1 \Delta [\text{HbO}_2] + b_1 \Delta [\text{Hb}] &= \Delta A_1 \\ a_2 \Delta [\text{HbO}_2] + b_2 \Delta [\text{Hb}] &= \Delta A_2 \end{aligned} \quad (1)$$

ただし、 $\Delta A_1$ は780nmでの吸光度変化、 $\Delta A_2$ は830nmでの吸光度変化である。

$$\begin{aligned} \Delta [\text{HbO}_2] &= k_1 \Delta A_1 + k_2 \Delta A_2 \\ \Delta [\text{Hb}] &= k_1' \Delta A_1 + k_2' \Delta A_2 \end{aligned} \quad (2)$$

ここで、チトクロームオキシダーゼは変化せず、ヘモグロビンの酸素化状態を変化させて $\Delta A_1$ と $\Delta A_2$ を時間の関数として測定すれば、 $\Delta [\text{HbO}_2]$ 、 $\Delta [\text{Hb}]$ の時間変化が求まる。ただし、(2)式の係数は

【0011】

【数1】

$$D = \begin{vmatrix} a_1 & b_1 \\ a_2 & b_2 \end{vmatrix}$$

【0012】とるとき、

$$\begin{aligned} k_1 &= b_2 / D \\ k_2 &= -b_1 / D \\ k_1' &= -a_2 / D \\ k_2' &= a_1 / D \end{aligned}$$

である。

【0013】 $\Delta [\text{HbO}_2]$ 、 $\Delta [\text{Hb}]$ の各時刻の値と第3の波長(ここでは690nm)での吸光度変化 $\Delta A_3$ の各時刻の値とを用いて第3の波長での吸光係数を次のように求める。例えば、上腕部を100mmHgの

$$a_3 \Delta [\text{HbO}_2] + b_3 \Delta [\text{Hb}] = \Delta A_3 \quad (3)$$

$[\text{HbO}_2]$ 、 $\Delta [\text{Hb}]$ として基準測定波長780nm、830nmでの算出値を用いると、第3の波長690nmでの吸光度変化測定値 $\Delta A_3$ は、図4に示されるようになり、(3)式は各測定時刻での $(\Delta [\text{HbO}_2], \Delta [\text{Hb}], \Delta A_3)$ の組の数だけ存在する連立方程式であり、未知数が $a_3$ と $b_3$ である。式の数未知数の数より多いので、 $a_3$ と $b_3$ は最小二乗法により求めることができる。すなわち、 $(\Delta [\text{HbO}_2], \Delta [\text{Hb}], \Delta A_3)$ の組の数だけ存在する連立方程式

$$a_3 [x, x] + b_3 [x, y] = [x, A]$$

【0008】いま例えば690nm、780nm、830nmの各波長で血液の吸光係数を測定するものとする。それらの吸光係数は、図2に示されるような波長特性をもっているものとする。各波長の吸光係数は予め定められているとするが、例えば780nmと830nmの2波長に対しては予め定められた吸光係数が信頼できるものとしてその2波長780nmと830nmを基準測定波長とし、690nmの吸光係数を修正するものとする。

【0009】780nmと830nmそれぞれの酸素化ヘモグロビンの吸光係数 $a_1$ 、 $a_2$ と、脱酸素化ヘモグロビンの吸光係数 $b_1$ 、 $b_2$ が与えられていると、酸素化ヘモグロビンの濃度変化を $\Delta [\text{HbO}_2]$ 、脱酸素化ヘモグロビンの濃度変化を $\Delta [\text{Hb}]$ とすると、下記の(1)式が成り立つ。

【0010】(1)式を $\Delta [\text{HbO}_2]$ 、 $\Delta [\text{Hb}]$ について解くと、次の(2)式が求まる。

圧力で縛って静脈だけを止める。上腕部を200mmHgと強く縛ると、動脈と静脈がともに止まるので、ここでは縛る圧力を意図的に100mmHgにする。そうすると、図3(A)に示されるように、吸光度変化が測定される。図3(A)で、記号MからMの間が腕を縛っている時間である。図3(A)では4波長のデータを示しているが、説明では690、780、830nmの3波長のデータを用いる。図3(A)のうち、780nmと830nmの2波長のデータを用いて $\Delta [\text{HbO}_2]$ 、 $\Delta [\text{Hb}]$ の時間変化を計算すると、図3(B)に示されるように得られる。図3(B)を算出するのに用いる計算式は次の式である。

$$\Delta [\text{HbO}_2] = -3.33 \Delta A_{780} + 3.83 \Delta A_{830}$$

$$\Delta [\text{Hb}] = 3.58 \Delta A_{780} - 3.11 \Delta A_{830}$$

この式は(2)式に該当し、係数は予め求められた信頼できると考えられる係数である。

【0014】各時刻の690nmでの吸光度変化量 $\Delta A_3$ と $[\text{HbO}_2]$ 、 $\Delta [\text{Hb}]$ の間には次の(3)式が成立している筈である。

$$b] , \Delta A_3) \text{ の各組を } (x_i, y_i, A_i) \quad (i = 1, 2, \dots) \text{ と略記することになれば, (3)式は } a_3 x_i + b_3 y_i = A_i \quad (3')$$

となり、通例の最小二乗法の解法により、

$$\sum x_i y_i = [x, y]$$

$$\sum x_i^2 = [x, x]$$

$$\sum x_i A_i = [x, A]$$

などと略記すれば、正規方程式

$$a_3 \{x, y\} + b_3 \{y, y\} = \{y, A\} \quad (4)$$

の解として

【0015】

【数2】

$$a_3 = \frac{1}{\Delta} \begin{vmatrix} \{x, A\} & \{x, y\} \\ \{y, A\} & \{y, y\} \end{vmatrix}$$

$$b_3 = \frac{1}{\Delta} \begin{vmatrix} \{x, x\} & \{x, A\} \\ \{x, y\} & \{y, A\} \end{vmatrix} \quad (5)$$

$$\Delta = \{x, x\} \{y, y\} - \{x, y\}^2$$

【0016】が求まる。このようにして波長690nmでの係数 $a_3$ と $b_3$ を求め、その算出された係数 $a_3$ と $b_3$ を用い、波長690nmと780nmの2波長により計算した酸素化ヘモグロビン量変化 $\Delta [HbO_2]$ と脱酸素化ヘモグロビン量変化 $\Delta [Hb]$ の時間変化を図3(C)に示す。この計算式は以下の通りである。

$$\Delta [HbO_2] = -1.80 \Delta A_{690} + 2.37 \Delta A_{780}$$

$$\Delta [Hb] = 1.47 \Delta A_{690} - 1.07 \Delta A_{780}$$

図3(B)と(C)は極めてよく一致していることから、690nmの吸光係数は他の2波長の吸光係数とよく適合していると判断される。

【0017】求められた690nmの係数が妥当なものであるかどうかの判断は、図3のように図で比較する方法の他、残差 $\rho_i$ の標準偏差 $\sigma$ がその指標となる。各点の残差 $\rho_i$ は

$$\rho_i = A_i - (a_3 x_i + b_3 y_i)$$

であり、 $A_i$ は波長690nmで測定した各時点の吸光度、 $(a_3 x_i + b_3 y_i)$ は算出された各時点の吸光度である。標準偏差 $\sigma$ は

【0018】

$$\begin{aligned} a_1 \Delta [HbO_2] + b_1 \Delta [Hb] &= \Delta A_1 \\ a_2 \Delta [HbO_2] + b_2 \Delta [Hb] + c_2 [\text{cyto}] &= \Delta A_2 \\ a_3 \Delta [HbO_2] + b_3 \Delta [Hb] &= \Delta A_3 \end{aligned} \quad (7)$$

ここでは、 $c_1 = c_3 = 0$ のためそれぞれに該当する項は消えている。これを解くと

$$\begin{aligned} \Delta [HbO_2] &= K_1 \Delta A_1 + K_2 \Delta A_2 + K_3 \Delta A_3 \\ \Delta [Hb] &= K_1' \Delta A_1 + K_2' \Delta A_2 + K_3' \Delta A_3 \\ \Delta [\text{cyto}] &= K_1'' \Delta A_1 + K_2'' \Delta A_2 + K_3'' \Delta A_3 \end{aligned} \quad (8)$$

が求まる。ただし、

【0023】

【数4】

$$D = \begin{vmatrix} a_1 & b_1 & 0 \\ a_2 & b_2 & c_2 \\ a_3 & b_3 & 0 \end{vmatrix}$$

【0024】として

$$K_1 = (-b_3 c_2) / D$$

$$K_2 = 0$$

$$K_3 = (b_1 c_2) / D$$

【数3】

$$\sigma = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^n \rho_i^2}}{n-2} \quad (6)$$

【0019】として求められる。標準偏差 $\sigma$ が小さいほど、重み係数( $a_1, a_2, a_3, b_1, b_2, b_3$ )が妥当であることになる。重み係数をさらに妥当なものとするためには、今度は例えば( $a_2, a_3, b_2, b_3$ )を基準として( $a_1, b_1$ )を同様の手順により修正する。このように、修正を繰り返して重み係数を校正していくことにより、一層実測検体の重み係数として妥当なものを得ることができる。以上で図7に示す係数校正プログラムが終了すれば、修正された係数が係数メモリ部に書き込まれ、校正モードは終了する。

【0020】次に、通常測定モードにおいて酸素化ヘモグロビンと脱酸素化ヘモグロビンに加え、チトクロームオキシダーゼの変化量を求める方法について説明する。

酸素化ヘモグロビンと脱酸素化ヘモグロビンの3つの測定波長に対する吸光係数が定まっているとすると、チトクロームオキシダーゼの吸光係数を用いた3元連立方程式から3成分を求めることができる。

【0021】チトクロームオキシダーゼは酸化、還元に対し図5に示されるように690~780nmでの変化はなく、830nmの変化だけが存在する。すなわち、3つの波長780nm( $\lambda_1$ )、830nm( $\lambda_2$ )、690nm( $\lambda_3$ )でのチトクロームオキシダーゼの吸光係数を $c_1, c_2, c_3$ とすると、 $c_1 = c_3 = 0$ である。

【0022】3波長3成分に対する連立方程式は、

(1)式に対応するものとして次の(7)式が成立する。

$$\begin{aligned} K_1' &= (a_3 c_2) / D \\ K_2' &= 0 \\ K_3' &= (-a_1 c_2) / D \\ K_1'' &= (a_2 b_3 - a_3 b_2) / D \\ K_2'' &= (a_3 b_1 - a_1 b_3) / D \\ K_3'' &= (a_1 b_2 - a_2 b_1) / D \end{aligned} \quad (9)$$

である。

【0025】酸素化ヘモグロビン、脱酸素化ヘモグロビン及びチトクロームオキシダーゼがともに変化する条件で、図3(A)、(B)、(C)と同じように測定した例を図6の(A)から(C)に示す。図6の(B)と

(C) に大きな差が現われている。これは、チトクロームオキシダーゼも変化しているためである。そこで、3成分の式である(8)、(9)式を用いて演算を行なった。その計算式は以下の通りである。

$$\begin{aligned}\Delta [\text{HbO}_2] &= -1.80 \Delta A_{690} + 2.37 \Delta A_{780} + 0.830 \Delta A_{830} \\ \Delta [\text{Hb}] &= 1.47 \Delta A_{690} - 1.07 \Delta A_{780} + 0.830 \Delta A_{830} \\ \Delta [\text{cyto}] &= 0.47 \Delta A_{690} - 1.49 \Delta A_{780} + 1.0 \Delta A_{830}\end{aligned}$$

この結果、酸素化ヘモグロビン、脱酸素化ヘモグロビン及びチトクロームオキシダーゼの変化が図6(D)のように求められる。ただし、図6(D)ではチトクロームオキシダーゼの変化量は10倍に拡大して表示されている。図6(D)と(C)の酸素化ヘモグロビンと脱酸素化ヘモグロビンの変化はよく一致している。

【0026】以上に示した重み係数を修正する動作と、酸素化ヘモグロビン、脱酸素化ヘモグロビン及びチトクロームオキシダーゼの変化量を求める動作を図7にまとめて示す。

【0027】

【実施例】図8は本発明が適用される一例としての酸素モニタ装置を示したものである。プローブ6は人体12に装着され、装置本体2内の光源からの光を人体12に入射させる送光部8と、人体12での透過光又は反射光を受光してその光又は受光信号を装置本体2へ送る受光部10とを備えている。腕の酸素状態を変動させるために、血圧測定用のカフ3を用いて腕を縛り、その吸光度の変化を測定する。

【0028】カフ3を用いて腕を100mmHg程度に縛ると、静脈だけが止まり、チトクロームオキシダーゼは変化することなく酸素化ヘモグロビンと脱酸素化ヘモグロビンのみが変化する。それに対し、カフ3により腕を200mmHgに縛ると、動脈と静脈がともに止まり、腕が強い嫌気状態になって酸素化ヘモグロビンと脱酸素化ヘモグロビンの外、チトクロームオキシダーゼも変化する。

【0029】図9は本発明の一実施例としての酸素モニタ装置の校正を概略的に示したものである。図9では、光源16に波長の異なる3種類の半導体レーザ装置が設けられており、その3つの波長 $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ 、 $\lambda_3$ の半導体レーザが光源駆動部18によって順次切り換えて点灯され、またいずれの半導体レーザも点灯されないダークレベル又は外乱チェックモードのための期間も設けられる。半導体レーザ16からの測定光は光ファイバ20によってプローブの送光部8へ送られ、送光部8からの測定光は被測定体の人体12を拡散反射・透過してプローブの受光部10としての検出器に入射する。検出器10の信号を増幅するために、プリアンプ22が設けられている。プリアンプ22の出力信号は波長の異なる測定光ごとに設けられたサンプルホールド回路26に取り込まれる。サンプルホールド回路26は3波長に対するアナ

ログ信号を分別するものである。

【0030】サンプルホールド回路26の出力を選択して取り出すためにマルチプレクサ28が設けられ、マルチプレクサ28で選択されたアナログ信号はA/D変換器30でデジタル信号に変換されて演算部32へ取り込まれ、酸素化ヘモグロビン変化量、脱酸素化ヘモグロビン変化量、及びチトクロームオキシダーゼ変化量が算出される。これらの変化量を算出する際に用いる重み係数は係数メモリー部54に記憶されている。

【0031】演算部32はまた、係数メモリー部54に記憶されている重み係数を、作用の欄で示された手順により実測検体に適合するように校正する機能も備えている。算出された酸素化ヘモグロビン変化量、脱酸素化ヘモグロビン変化量、及びチトクロームオキシダーゼ変化量は表示部34に表示される。36は制御部であり、光源駆動部18での光源の点灯を制御したり、プリアンプ22のゲインを設定したり、サンプルホールド回路26の積分及びサンプルホールド動作を制御したり、A/D変換器30の動作、演算部32の演算処理動作、及び表示部34の表示動作などを制御する。3つの光源16は各波長につき順次切り換えられて1サイクル1/50秒で点灯し、この測定信号がサンプルホールド回路26で分割して保持される。図1における目的成分算出部52と係数校正部56は演算部32に該当する。

【0032】ヘモグロビンの酸素化を穏やかに変化させる方法としては、図8に示したカフを用いる方法の他、図10に示されるように人体12をティルティングベッド60に載せ、ベッド60をゆらせることにより、頭部を上下させ、脳の血液量を変化させる方法もある。このとき頭部に取りつけたプローブ6により血液の状態を測定することもできる。この場合、頭部が下がると血液量が増え、頭部が上がると血液量が減る。

【0033】説明では3成分を3波長で測定する例について述べているが、3成分の測定を4波長以上で行なうこともできる。例えば2波長で定まる酸素化ヘモグロビンと脱酸素化ヘモグロビンの変化から残りの2波長での吸光係数を決めるような場合である。さらに、4成分以上についてもその中の一部の成分だけを変化させる系があれば、同様にして本発明を適用することができる。

【0034】

【発明の効果】本発明では生体に測定光を入射させ、生体の状態変化の過程における生体での拡散反射・透過光について吸光度変化量を測定し、その吸光度変化量に目的成分及び測定波長ごとの重み係数を用いて各目的成分の変化量を算出する。この際、限定された成分に対して重み係数を実測の検体に合うように修正する校正モードを有するので、限定成分について実検体に即した重み係数を使用することができる。したがって、校正された成分の、校正されない成分に対する悪影響を最小限に抑えることができる。特に、校正が難しいチトクロームのよ

うな成分と校正が可能なヘモグロビンのような変化量が大きい成分が共存する場合、わずかなチトクロームの変化を抽出することができるので有用である。

#### 【図面の簡単な説明】

【図 1】 (A) は本発明を示すブロック図、(B) は全体の動作を示すフローチャート図である。

【図 2】 血液の吸光係数の波長依存性を示す図である。

【図 3】 静脈だけをとめた場合の測定例であり、(A) は吸光度の変化、(B) は 780 nm と 830 nm での測定値を用いて計算された酸素化ヘモグロビンと脱酸素化ヘモグロビンの変化、(C) は 690 nm と 780 nm での測定値を用いて計算された酸素化ヘモグロビンと脱酸素化ヘモグロビンの変化を示している。

【図 4】 算出された酸素化ヘモグロビンと脱酸素化ヘモグロビンの変化と、第 3 の波長での吸光度変化測定値を示す図である。

【図 5】 チトクロームオキシダーゼの吸光度の波長依存性を示す図である。

【図 6】 静脈と動脈をともにとめた場合の測定例であり、(A) は吸光度の変化、(B) は 780 nm と 830

0 nm での測定値を用いて計算された酸素化ヘモグロビンと脱酸素化ヘモグロビンの変化、(C) は 690 nm と 780 nm での測定値を用いて計算された酸素化ヘモグロビンと脱酸素化ヘモグロビンの変化、(D) はチトクロームオキシダーゼも考慮して計算された酸素化ヘモグロビン、脱酸素化ヘモグロビン及びチトクロームオキシダーゼの変化を示す図である。

【図 7】 重み係数を修正する手順を示すフローチャート図である。

【図 8】 一実施例の酸素モニタ装置を示す外観斜視図である。

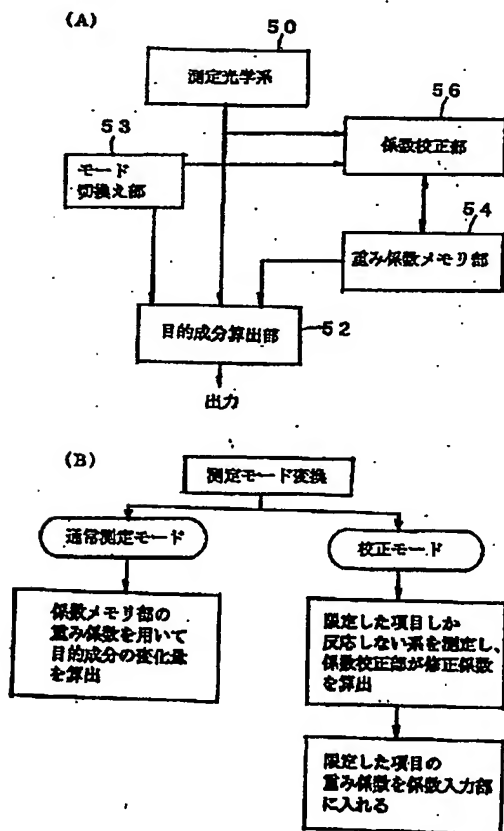
【図 9】 同実施例の酸素モニタ装置を示すブロック図である。

【図 10】 人体の脳の血液量を変化させる装置を示す正面図である。

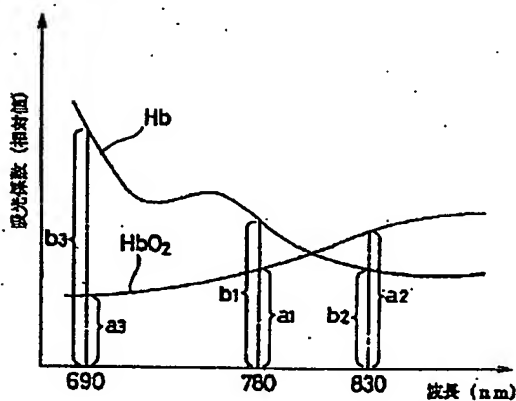
#### 【符号の説明】

|    |         |
|----|---------|
| 50 | 測定光学系   |
| 52 | 目的成分算出部 |
| 54 | 係数メモリ部  |
| 56 | 係数校正部   |

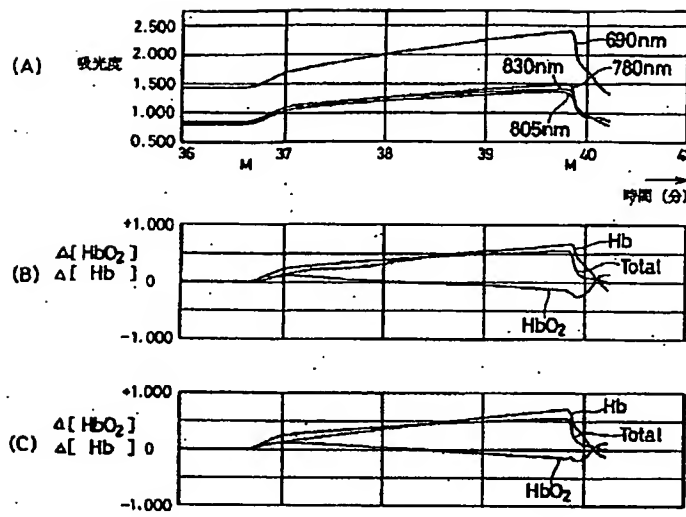
【図 1】



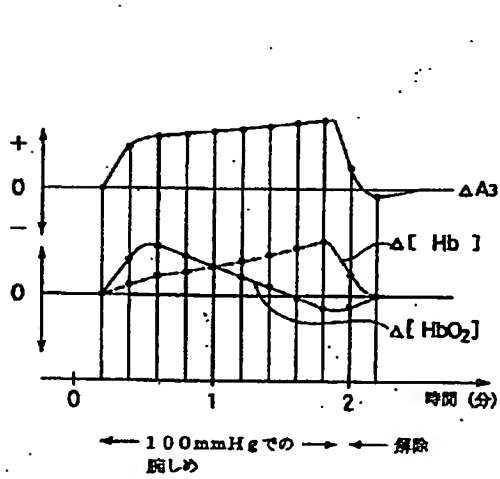
【図 2】



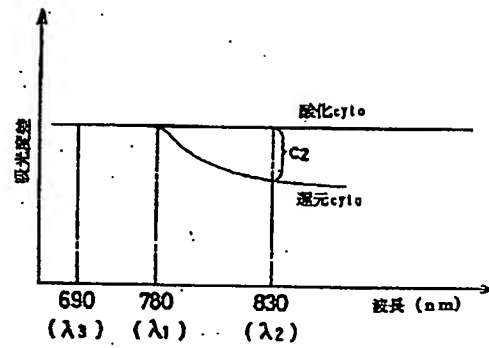
【図 3】



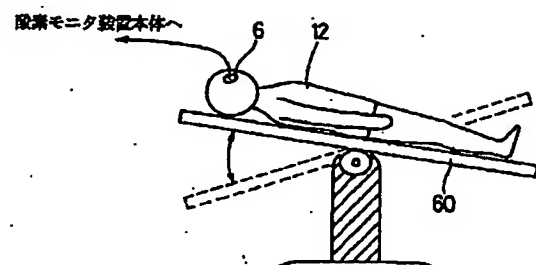
【図 4】



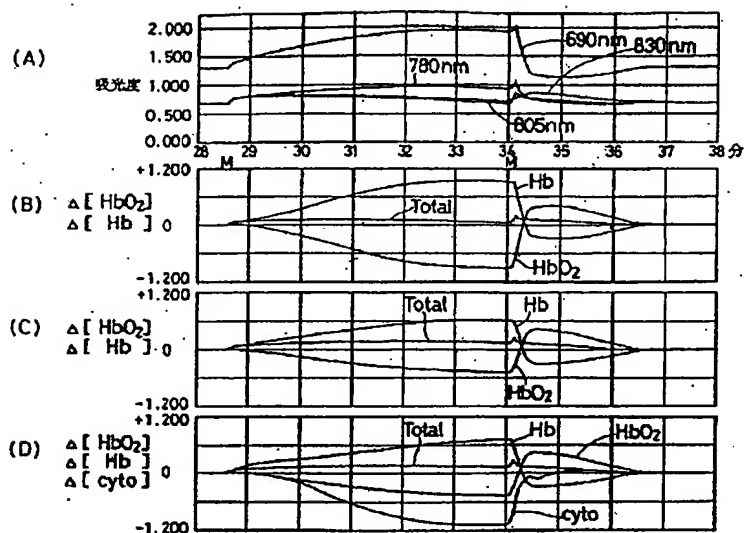
【図 5】



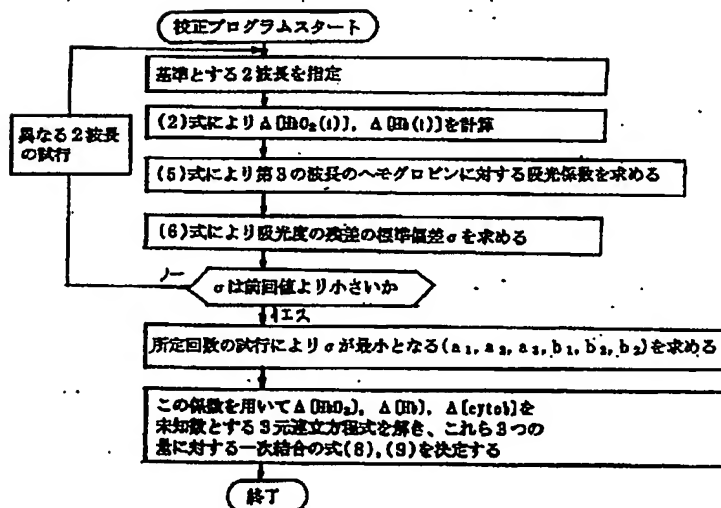
【図 10】



【図 6】

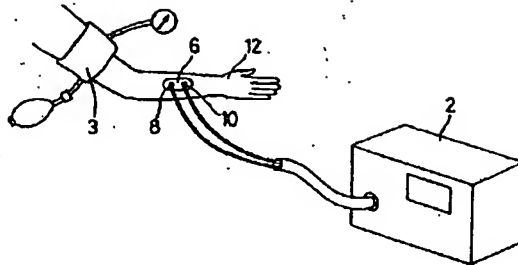


【図 7】

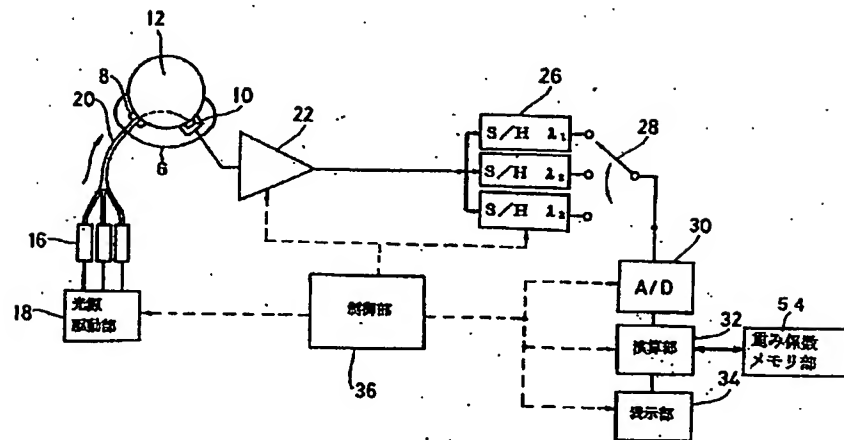




【図8】



【図9】



**\* NOTICES \***

**JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.**

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

---

**CLAIMS**

---

[Claim(s)]

[Claim 1] A somatometry device comprising:

A measuring optical system which enters a measuring beam in a living body and measures with a wavelength number more than an objective component which is going to measure simultaneously the amount of absorbance variations by diffuse reflection and the transmitted light in a living body in a process of a living body's change of state, and the same number.

A weighting-factor memory part which memorizes a weighting factor of full wave length per each measurement component.

Usually, a mode change part which switches measuring mode and calibration mode.

Usually, in an objective component calculation part which computes variation of an objective component by using a weighting factor for every measured wavelength at the time of measuring mode, and calibration mode, A limited specific component it is expected that it is changing in a reaction process for proofreading out of a total measurement ingredient is specified, A coefficient correcting part which transposes only a weighting factor of an ingredient which proofread among coefficients which compute a weighting factor which a limited ingredient applicable as what only a limited ingredient changes after an end of a reaction process for proofreading, and does not have change of the other ingredient corrected, and are contained in said weighting-factor memory part to a new value.

---

**DETAILED DESCRIPTION**

---

## [Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Industrial Application] This invention enters a measuring beam in a living body, and relates to the living body oxygen monitor etc. which monitor hemoglobin in blood, etc. by measurement of the absorbance variation of its diffuse reflection and transmitted light (light which once entered in the living body and has been emitted out of a living body by diffusion or reflection from the living body).

[0002]

[Description of the Prior Art] Since 700-1000-nm light is comparatively apt to pass in the living body, to irradiate a living body with the measuring beam of this field, and to measure the amount of hemoglobin, etc. by non-invasion is tried. Oxygenation hemoglobin, deoxygenation hemoglobin, and the amount of concentration changes of the cytochrome oxidase, It can ask by what is called linear combination that applied to which and totaled the weighting factor in the amount of absorbance variations measured to two or more measured wavelengths (see JP,2-95262,A, a "artificial organ", 18(5), 1573-1580 (1989), etc.).

[0003] then, the weighting factor used is determined by the experiment (the in vitro method) or animal experiment (the in situ method) which uses erythrocyte suspension beforehand (a "artificial organ" and 18(5)). Refer to 1573-1580 (1989), J. Appl. Physiol., 64, 769-802 (1988), etc. In the in vitro method, the thing of various concentration of red blood cells of the erythrocyte suspension in which hemoglobin was oxygenated, or the erythrocyte suspension in which hemoglobin was deoxygenated is measured using an optical cell, First, the relative value of the absorbancy index in the predetermined wavelength of oxygenation or deoxygenation hemoglobin is calculated from the ratio of each wavelength of the slope of a line of an absorbance versus concentration. From these, simultaneous equations are solved and a weighting factor is calculated. By the in situ method, animals, such as a rat, are used instead of an optical cell, oxygenation or deoxygenation erythrocyte suspension is refluxed with a pump to the cerebral blood vessel of an animal, and an absorbance is measured using the optical probe attached to the brain of the animal. Later Like the in vitro method, the relative value of the absorbancy index in predetermined wavelength was calculated, simultaneous equations were solved continuously, and the weighting factor is defined.

[0004]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] The weighting factor defined in the above-mentioned coefficient determination experiment was not necessarily defined to the survey sample. In the in vitro method The experiment of the in situ method cannot be

applied to human being, and a coefficient determination experiment cannot be conducted to an animal on the conditions as the work at the time of coefficient determination that it is the same before survey. Therefore, when a scattering characteristic has a difference between "the sample of survey", and "a sample when a coefficient is decided", the calculation result of the objective component variation computed using the set up weighting factor becomes inaccurate. Since the absorbance variation measures especially the cytochrome oxidase to a very small top based on change of the absorbance produced into the remaining portion that deducted change of absorption of oxygenation hemoglobin and deoxygenation hemoglobin, When the weighting factor of hemoglobin is not exact, the cytochrome oxidase cannot be measured correctly. By tuning the weighting factor for computing an objective component finely using the sample of survey, an object of this invention is to obtain the right computed result of an objective component.

[0005]

[Means for Solving the Problem] This invention is shown in drawing 1 (A). The measuring optical system 50 enters a measuring beam in a living body, and measures the amount of absorbance variations by diffuse reflection and the transmitted light in a living body in a process of a living body's change of state with a wavelength number more than an objective component which it is going to measure simultaneously, and the same number. The weighting-factor memory part 54 memorizes a weighting factor of full wave length per each measurement component. The mode change part 53 usually switches measuring mode and calibration mode. The objective component calculation part 52 computes variation of an objective component by a weighting factor for every measured wavelength usually being used for it at the time of measuring mode, as shown in the figure (B). In [ as the coefficient correcting part 56 is shown in the figure (B) ] calibration mode, A limited specific component it is expected that it is changing in a reaction process for proofreading out of a total measurement ingredient is specified, A weighting factor which a limited ingredient applicable as what only a limited ingredient changes after an end of a reaction process for proofreading, and does not have change of the other ingredient corrected is computed, and only a weighting factor of an ingredient which proofread among coefficients contained in the weighting-factor memory part 54 is transposed to a new value. At calibration mode, a reaction from which only a limited specific component changes will be measured by full wave length. Using overlapped information of wavelength, the coefficient correcting part 56 re-calculates a weighting factor of a limited ingredient, and substitutes a value set [ of the weighting-factor memory part 54 ] up.

[0006]

[Function]The weighting factor of a real sample is described below. Considering the case where oxygenation hemoglobin, deoxygenation hemoglobin, and the cytochrome oxidase are measured, on the conditions predicted that the cytochrome oxidase does not change as the ingredient limited method for proofreading. Oxy and the degree of oxygenation of a deoxyhemoglobin can be changed. Namely, a sample should just change an oxygenation state within limits which will not be in an anaerobic condition too much. Although the change at this time is two ingredients, oxygenation hemoglobin and deoxygenation hemoglobin, if it measures with three waves (what is necessary is just three or more waves theoretically), it can be checked about one superfluous wave among the weighting factors to three waves. In this case, about oxygenation hemoglobin and deoxygenation hemoglobin, the weighting factor to three waves exists it by three waves, respectively, and a total of six pieces exist.

[0007]Although the outline of the flow of the program in calibration mode is shown in drawing 7, an example explains below. The variation of oxygenation hemoglobin and deoxygenation hemoglobin is computed using the weighting factor of two wavelength which can set trust first more, and the weighting factor of the remaining wavelength is corrected so that the variation of oxygenation hemoglobin and deoxygenation hemoglobin may turn into the computed variation.

[0008]The absorbancy index of blood shall be measured in now, for example, each wavelength of 690 nm, 780 nm, and 830 nm. Those absorbancy indexes assume that it has a wavelength characteristic as shown in drawing 2. Although the absorbancy index of each wavelength is defined beforehand, for example to two waves, 780 nm and 830 nm, as what can trust the absorbancy index defined beforehand, two waves of 780 nm and 830 nm shall be made into reference measurement wavelength, and the absorbancy index of 690 nm shall be corrected [ the ].

[0009]When absorbancy-index  $a_1$  of each oxygenation hemoglobin,  $a_2$ , and 830 nm of absorbancy-index  $b_1$  of deoxygenation hemoglobin and  $b_2$  are given with 780 nm, it is delta about the concentration change of oxygenation hemoglobin.  $[HbO_2]$  It is delta about the concentration change of deoxygenation hemoglobin.  $[Hb]$  If it carries out, the following (1) type will be realized.

$$a_1\delta [HbO_2] + b_1\delta [Hb] = \delta A_1 a_2\delta [HbO_2] + b_2\delta [Hb] = \delta A_2 \quad (1)$$

However, the absorbance variation in 780 nm and  $\delta A_2$  of  $\delta A_1$  are the absorbance variations in 830 nm.

[0010](1) It is delta about a formula.  $[HbO_2]$  delta If it solves about  $[Hb]$ , the following (2) types can be found.

$$\Delta [\text{HbO}_2] = k_1 \Delta A_1 + k_2 \Delta A_2 \Delta [\text{Hb}] = k_1' \Delta A_1 + k_2' \Delta A_2 \quad (2)$$

Here, the cytochrome oxidase will be  $\Delta$ , if it does not change, but the oxygenation state of hemoglobin is changed and  $\Delta A_1$  and  $\Delta A_2$  are measured as a function of time.  $[\text{HbO}_2]$   $\Delta$  The temporal change of  $[\text{Hb}]$  can be found. However, the coefficient of (2) types [0011]

[Equation 1]

$$D = \begin{vmatrix} a_1 & b_1 \\ a_2 & b_2 \end{vmatrix}$$

[0012] When carrying out, it is  $k_1 = b_2/D$ ,  $k_2 = -b_1/D$ ,  $k_1' = -a_2/D$ ,  $k_2' = a_1/D$ .

[0013]  $\Delta [\text{HbO}_2]$   $\Delta$  The absorbancy index in the 3rd wavelength is calculated as follows using the value of each time of  $[\text{Hb}]$ , and the value of each time of absorbance variation  $\Delta A_3$  in the 3rd wavelength (here 690 nm). For example, an upper arm part is bound with the pressure of 100mmHg, and only a vein is stopped. Since both an artery and a vein will stop if an upper arm part is strongly bound with 200mmHg, the pressure bound here is intentionally set to 100mmHg. If it does so, an absorbance variation will be measured as shown in drawing 3 (A). It is the time when between M has bound the arm with drawing 3 (A) from the sign M. Although drawing 3 (A) shows four waves of data, in explanation, three waves of 690, 780, 830-nm data are used. Two waves of data, 780 nm and 830 nm, are used among drawing 3 (A), and it is  $\Delta$ .

$[\text{HbO}_2]$   $\Delta$  If the temporal change of  $[\text{Hb}]$  is calculated, it will be obtained as shown in drawing 3 (B). The formula used for computing drawing 3 (B) is the following equation.

$$\Delta [\text{HbO}_2] = -3.33 \Delta A_{780} + 3.83 \Delta A_{830} \Delta [\text{Hb}] = \text{The formula of}$$

$3.58 \Delta A_{780} - 3.11 \Delta A_{830}$  \*\* corresponds to (2) types, and a coefficient is a coefficient which was calculated beforehand and which is considered to be reliable.

[0014] Amount of absorbance variations  $\Delta A_3$  in 690 nm of each time  $[\text{HbO}_2]$

$\Delta$  The following (3) types should be materialized between  $[\text{Hb}]$ .

$$a_3 \Delta [\text{HbO}_2] + b_3 \Delta [\text{Hb}] = \Delta A_3 \quad (3)$$

$[\text{HbO}_2]$   $\Delta$   $[\text{Hb}]$  If it carries out and the reference measurement wavelength of 780 nm and the computed value in 830 nm are used, as for absorbance variation measured value  $\Delta A_3$  in the 3rd wavelength of 690 nm, it comes to be shown in drawing 4 and (3) types are each measuring times ( $\Delta$ ).  $[\text{HbO}_2]$   $\Delta$   $[\text{Hb}]$  It is simultaneous equations with which only the number of the groups of  $\Delta A_3$  exists, and unknowns are  $a_3$  and  $b_3$ . Since there are more formulas than the number of unknowns,  $a_3$  and  $b_3$  can be calculated with the least square method. namely ( $\Delta$ )  $[\text{HbO}_2]$   $\Delta$   $[\text{Hb}]$  If it will be written as each class ( $i(x_i, y_i, A_i) = 1, 2, \dots$ ) of  $\Delta A_3$ , (3) types will serve as  $a_3 x_i + b_3 y_i = A_i$  (3'),

and it is  $\sum x_i y_i$  by the solution of the usual least square method.  $[x, y]$

$$\sum x_i^2 = [x, x]$$

$$\sum x_i A_i = [x, A]$$

If it is written as \*\*\*, it will be normal equation  $a_3 [x, x] + b_3 [x, y] = [x, A]$

$$a_3 [x, y] + b_3 [y, y] = [y, A] \quad (4)$$

As \*\*\*\* [0015]

[Equation 2]

$$\begin{aligned} a_3 &= \frac{1}{\Delta} \begin{vmatrix} [x, A] & [x, y] \\ [y, A] & [y, y] \end{vmatrix} \\ b_3 &= \frac{1}{\Delta} \begin{vmatrix} [x, x] & [x, A] \\ [x, y] & [y, A] \end{vmatrix} \end{aligned} \quad (5)$$

$$\Delta = [x, x][y, y] - [x, y]^2$$

[0016]\*\*\*\*\*. Thus, the amount change delta of oxygenation hemoglobin which calculated coefficient  $a_3$  and  $b_3$  in the wavelength of 690 nm, and was calculated with the wavelength of 690 nm, and two waves of 780 nm using the coefficient  $a_3$  and  $b_3$  which were computed  $[HbO_2]$  The amount change delta of deoxygenation hemoglobin The temporal change of  $[Hb]$  is shown in drawing 3 (C). This formula is as follows.  
 $\text{delta}[HbO_2] = -1.80\text{delta}A_{690} + 2.37\text{delta}A_{780}$   
 $\text{delta}[Hb] = \text{Since } 1.47\text{delta}A_{690} - 1.07\text{delta}A_{780}$  drawing 3 (B) and (C) is very well in agreement, it is judged that the absorbancy index of 690 nm conforms well with two waves of other absorbancy indexes.

[0017]The standard deviation sigma of remainder rhoi besides the method of comparing judgment whether the calculated coefficient of 690 nm is appropriate by a diagram like drawing 3 serves as the index. Remainder rhoi of each point is  $\rho_i = A_i - (a_3 x_i + b_3 y_i)$  The absorbance at each [ which came out, exists and measured  $A_i$  on the wavelength of 690 nm ] time, and  $(a_3 x_i + b_3 y_i)$  are the absorbances at each [ which was computed ] time. Standard deviation sigma [0018]

[Equation 3]

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n \rho_i^2}{n-2}} \quad (6)$$

[0019]It asks by carrying out. A weighting factor ( $a_1, a_2, a_3, b_1, b_2, b_3$ ) will be appropriate, so that the standard deviation sigma is small. in order to make a weighting

factor still more appropriate -- next time -- for example, a standard  $[(3/a_2, a_3, b_2, b_3)]$  -- carrying out  $(a_1, b_1)$  -- it corrects by the same procedure. Thus, a thing much more appropriate as a weighting factor of a survey sample can be obtained by repeating correction and proofreading the weighting factor. If the coefficient calibration program shown in drawing 7 above is completed, the corrected coefficient will be written in a coefficient memory part, and calibration mode will be ended.

[0020]Next, how to usually calculate the variation of the cytochrome oxidase in measuring mode in addition to oxygenation hemoglobin and deoxygenation hemoglobin is explained. Supposing the absorbancy index to three measured wavelengths of oxygenation hemoglobin and deoxygenation hemoglobin has become settled, it can ask for three ingredients from the 3 yuan simultaneous equations using the absorbancy index of the cytochrome oxidase.

[0021]As the cytochrome oxidase is shown in drawing 5 to oxidation and reduction, there is no change by 690-780 nm, and only 830-nm change exists. That is, it is  $c_1=c_3=0$  when the absorbancy index of the cytochrome oxidase in three wavelength of 780 nm ( $\lambda_1$ ), 830 nm ( $\lambda_2$ ), and 690 nm ( $\lambda_3$ ) is made into  $c_1, c_2$ , and  $c_3$ .

[0022]The following (7) equations are materialized as a thing corresponding to (1) equation in the simultaneous equations to three waves of three ingredients.

$a_1\Delta[HbO_2] + b_1\Delta[Hb] = \Delta A_1 a_2\Delta[HbO_2] + b_2\Delta[Hb] + c_2[\text{cyto}] = \Delta A_2 a_3\Delta[HbO_2] + b_3\Delta[Hb] = \Delta A_3$  (7) Here, the paragraph which corresponds to each for  $c_1=c_3=0$  has disappeared. It is  $\Delta$  when this is solved.  $[HbO_2] = K_1\Delta A_1 + K_2\Delta A_2 + K_3\Delta A_3$   $[Hb] = K_1'\Delta A_1 + K_2'\Delta A_2 + K_3'\Delta A_3$   $[\text{cyto}] = K_1''\Delta A_1 + K_2''\Delta A_2 + K_3''\Delta A_3$  (8)

\*\*\*\*\*. It corrects, [0023]

[Equation 4]

$$D = \begin{vmatrix} a_1 & b_1 & 0 \\ a_2 & b_2 & c_2 \\ a_3 & b_3 & 0 \end{vmatrix}$$

[0024]It carries out.  $K_1 = (-b_3 c_2) / [DK_2 = 0K_3 = (b_1 c_2) / DK_1'] (a_3 c_2) / DK_2' = 0K_3' = (-a_1 c_2) / DK_1'' = (a_2 b_3 - a_3 b_2) / DK_2' - (a_3 b_1 - a_1 b_3) / DK_3' - (a_1 b_2 - a_2 b_1) / D$  (9)

It comes out.

[0025]The example measured similarly is indicated to be drawing 3 (A), (B), and (C) to (C) from (A) of drawing 6 on the conditions from which both oxygenation hemoglobin, deoxygenation hemoglobin, and the cytochrome oxidase change. The big difference has appeared in (B) of drawing 6, and (C). This is because the cytochrome oxidase is also



changing. Then, it calculated using (8) and (9) types which are formulas of three ingredients. The formula is as follows.

$$\begin{aligned} \Delta[\text{HbO}_2] &= -1.80\Delta A_{690} + 2.37\Delta A_{780} + 0A_{830}\Delta [\text{Hb}] = \\ &1.47\Delta A_{690} - 1.07\Delta A_{780} + 0A_{830}\Delta [\text{cyto}] = 0.47\Delta A_{690} - 1.49\Delta A_{780} + \text{Change} \\ &\text{of } 1.0A_{830} \text{ as a result oxygenation hemoglobin, deoxygenation hemoglobin, and the} \\ &\text{cytochrome oxidase is called for like drawing 6 (D). However, in drawing 6 (D), the} \\ &\text{variation of the cytochrome oxidase is expanded and displayed 10 times. Change of} \\ &\text{drawing 6 (D), oxygenation hemoglobin of (C), and deoxygenation hemoglobin is well} \\ &\text{in agreement.} \end{aligned}$$

[0026]The operation which corrects the weighting factor shown above, and the operation which calculates the variation of oxygenation hemoglobin, deoxygenation hemoglobin, and the cytochrome oxidase are summarized to drawing 7, and is shown.

[0027]

[Example]Drawing 8 shows the oxygen monitoring device as an example with which this invention is applied. The human body 12 was equipped with the probe 6, and it is provided with the emitter part 8 which enters the light from the light source in the device main frame 2 in the human body 12, and the light sensing portion 10 which receives the transmitted light or the catoptric light in the human body 12, and sends the light or a light-receiving signal to the device main frame 2. In order to fluctuate the oxygen state of an arm, the cuff 3 for blood pressure measurement is used, an arm is bound, and change of the absorbance is measured.

[0028]If an arm is bound to about 100 mmHg using the cuff 3, only a vein stops, and only oxygenation hemoglobin and deoxygenation hemoglobin will change, without the cytochrome oxidase changing. If an arm is bound to 200mmHg by the cuff 3 to it, both an artery and a vein will stop, an arm will be in a strong anaerobic condition, and the cytochrome oxidase will also change outside oxygenation hemoglobin and deoxygenation hemoglobin.

[0029]Drawing 9 shows roughly proofreading of the oxygen monitoring device as one example of this invention. In drawing 9, three kinds of semiconductor laser devices with which wavelength differs in the light source 16 are formed, The period for the dark level by which the semiconductor laser of the three wavelength  $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$ , and  $\lambda_3$  switches one by one, and is turned on by the light source actuator 18, and neither of the semiconductor lasers is turned on, or a disturbance check mode is also provided. The measuring beam from the semiconductor laser 16 is sent to the emitter part 8 of a probe by the optical fiber 20, and the measuring beam from the emitter part 8 does the diffuse reflection and the penetration of the human body 12 of a measurement

body, and enters into the detector as the light sensing portion 10 of a probe. The preamplifier 22 is formed in order to amplify the signal of the detector 10. The output signal of the preamplifier 22 is incorporated into the sample hold circuit 26 where wavelength differs and which was provided for every measuring beam. The sample hold circuit 26 classifies the analog signal over three waves.

[0030]The multiplexer 28 is formed in order to choose and take out the output of the sample hold circuit 26. The analog signal selected by the multiplexer 28 is changed into a digital signal with A/D converter 30, and is incorporated into the operation part 32, and oxygenation hemoglobin variation, deoxygenation hemoglobin variation, and cytochrome-oxidase variation are computed. The weighting factor used when computing such variation is memorized by the coefficient memory part 54.

[0031]The function which suits a survey sample in the weighting factor memorized by the coefficient memory part 54 again by the procedure shown in the column of the operation and which is proofread so that it may carry out is also provided with the operation part 32. The computed oxygenation hemoglobin variation, deoxygenation hemoglobin variation, and cytochrome-oxidase variation are displayed on the indicator 34. 36 is a control section, and control lighting of the light source in the light source actuator 18, or, Set up the gain of the preamplifier 22, the integration of the sample hold circuit 26 and sample hold operation are controlled, or operation of A/D converter 30, data-processing operation of the operation part 32, the display action of the indicator 34, etc. are controlled. Lessons is taken from each wavelength, it is switched one by one, and the light is switched on in 1 cycle 1 / 50 seconds, and this measurement signal divides the three light sources 16 in the sample hold circuit 26, and they are held. The objective component calculation part 52 and the coefficient correcting part 56 in drawing 1 correspond to the operation part 32.

[0032]There is also a method of making a head go up and down and changing cerebral blood volume by the ability to sway [ putting the human body 12 on the tilting bed 60, as shown in drawing 10 besides / which uses the cuff shown in drawing 8 as a method of changing oxygenation of hemoglobin quietly / a method, and ] the bed 60. The state of blood can also be measured with the probe 6 attached to the head at this time. In this case, if a head falls, blood volume will increase, and blood volume will become less if a head goes up.

[0033]Although explanation has described the example which measures three ingredients with three waves, measurement of three ingredients can also be performed with four or more waves. For example, it is a case so that the two remaining waves of absorbancy indexes may be decided from change of the oxygenation hemoglobin which

becomes settled in two waves, and deoxygenation hemoglobin. If there is a system to which only some ingredients in it are changed also about four or more ingredients, this invention is applicable similarly.

[0034]

[Effect of the Invention] In this invention, the variation of each objective component is computed by entering a measuring beam in a living body, measuring the amount of absorbance variations about the diffuse reflection and the transmitted light in the living body in the process of a living body's change of state, and using an objective component and the weighting factor for every measured wavelength for the amount of absorbance variations. Under the present circumstances, since it has the calibration mode corrected so that the sample of survey of a weighting factor may be suited to the limited ingredient, the weighting factor based on the real sample about the limited ingredient can be used. Therefore, the adverse effect to the ingredient by which the proofread ingredient is not proofread can be stopped to the minimum. When an ingredient like a cytochrome with difficult proofreading and an ingredient with large variation like the hemoglobin which can be proofread live together especially, since change of few cytochromes can be extracted, it is useful.

---

## DESCRIPTION OF DRAWINGS

---

[Brief Description of the Drawings]

[Drawing 1] The block diagram in which (A) shows this invention, and (B) are the flow chart figures showing the whole operation.

[Drawing 2] It is a figure showing the wavelength dependency of the absorbancy index of blood.

[Drawing 3] Change of the oxygenation hemoglobin which was an example of measurement at the time of stopping only a vein, and was calculated by (A) having used change of the absorbance and (B) having used the measured value in 780 nm and 830 nm, and deoxygenation hemoglobin, (C) shows change of the oxygenation hemoglobin calculated using the measured value in 690 nm and 780 nm, and deoxygenation hemoglobin.

[Drawing 4] It is a figure showing the absorbance variation measured value in the 3rd wavelength with change of the computed oxygenation hemoglobin and deoxygenation hemoglobin.

[Drawing 5] It is a figure showing the wavelength dependency of the absorbance of the cytochrome oxidase.

[Drawing 6] Are an example of measurement at the time of stopping both a vein and an artery, and (A) Change of an absorbance, Change of the oxygenation hemoglobin by which (B) was calculated using the measured value in 780 nm and 830 nm, and deoxygenation hemoglobin, It is a figure in which change of the oxygenation hemoglobin by which (C) was calculated using the measured value in 690 nm and 780 nm, and deoxygenation hemoglobin, and (D) show change of the oxygenation hemoglobin calculated by having taken the cytochrome oxidase into consideration, deoxygenation hemoglobin, and the cytochrome oxidase.

[Drawing 7] It is a flow chart figure showing the procedure of correcting a weighting factor.

[Drawing 8] It is an appearance perspective view showing the oxygen monitoring device of one example.

[Drawing 9] It is a block diagram showing the oxygen monitoring device of the example.

[Drawing 10] It is a front view showing the device to which the blood volume of the brain of a human body is changed.

[Description of Notations]

50 Measuring optical system

52 Objective component calculation part

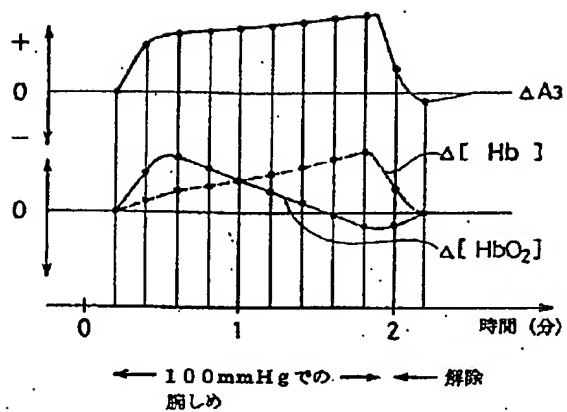
54 Coefficient memory part

56 Coefficient correcting part

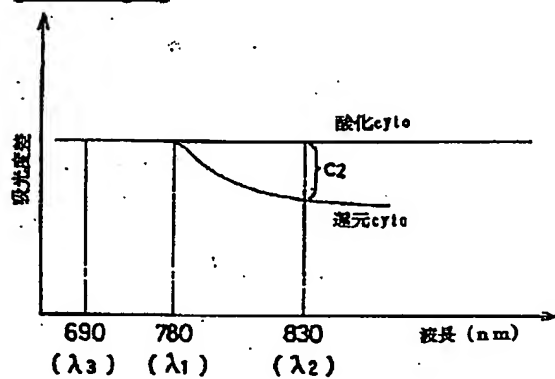
---

## DRAWINGS

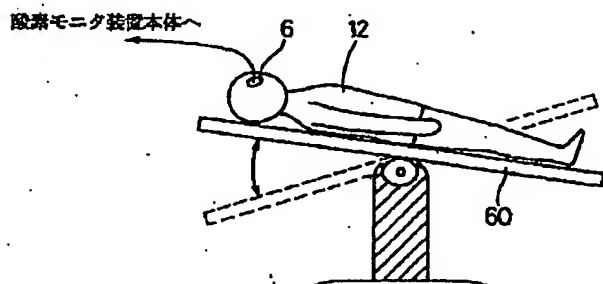
---



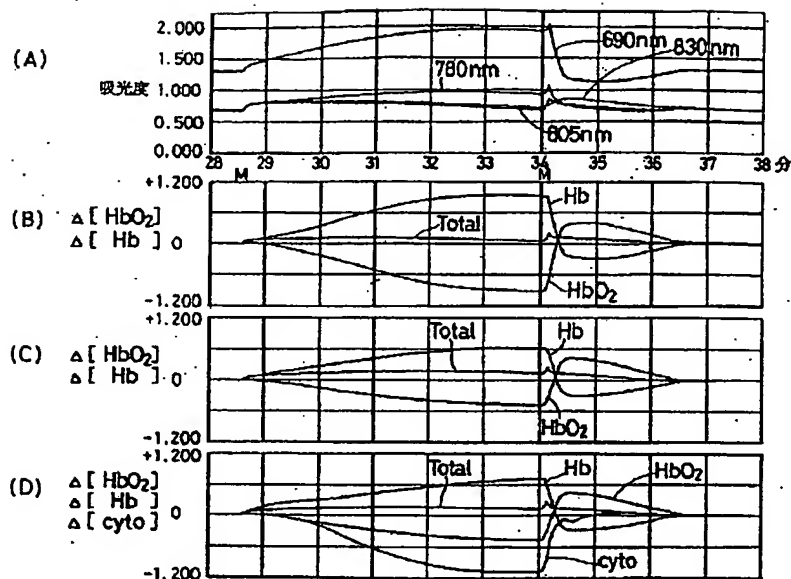
[Drawing 5]



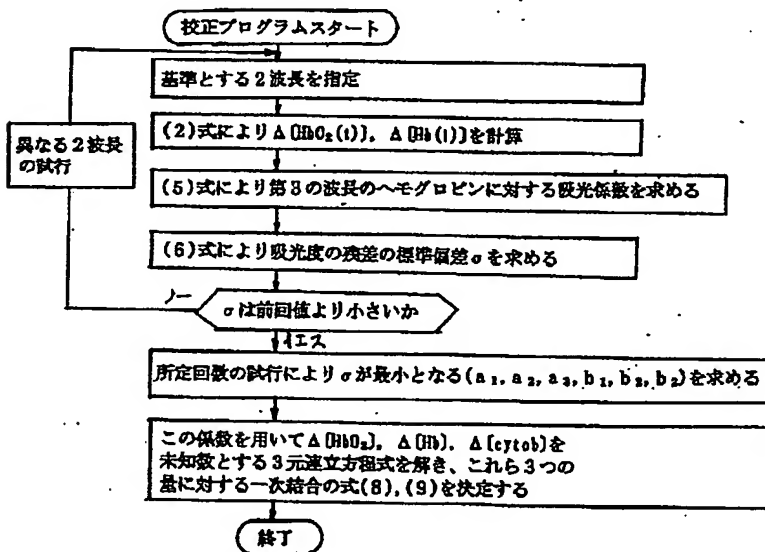
[Drawing 10]



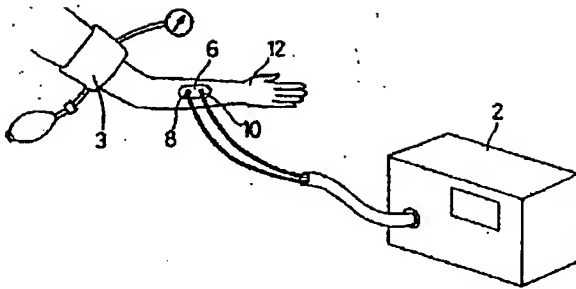
[Drawing 6]



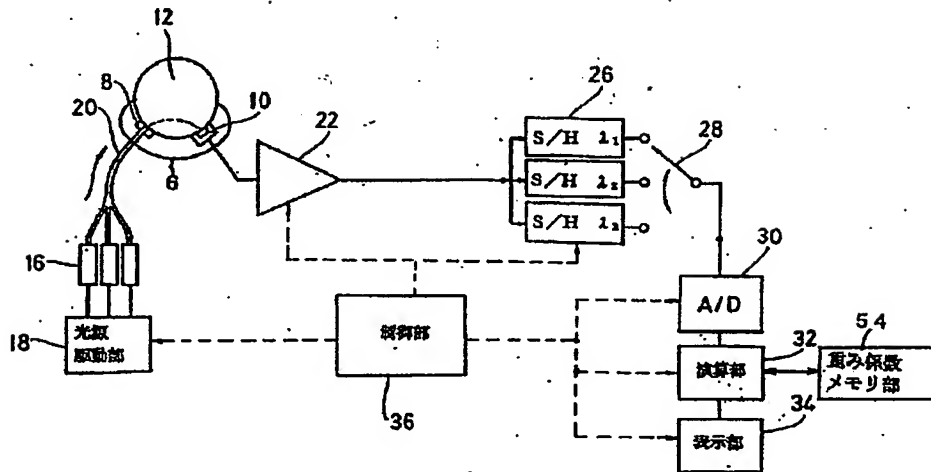
[Drawing 7]



[Drawing 8]



[Drawing 9]



[Translation done.]